Protokoli i metode kontrole kvalitete medicinskog linearnog akceleratora

Krmek, Marina

Master's thesis / Diplomski rad

2019

Degree Grantor / Ustanova koja je dodijelila akademski / stručni stupanj: University of Split, University Department of Health Studies / Sveučilište u Splitu, Sveučilišni odjel zdravstvenih studija

Permanent link / Trajna poveznica: https://urn.nsk.hr/urn:nbn:hr:176:739665

Rights / Prava: In copyright

Download date / Datum preuzimanja: 2021-02-03

Repository / Repozitorij:

University Department for Health Studies Repository
Marina Krmek

PROTOKOLI I METODE KONTROLE KVALITETE MEDICINSKOG LINEARNOG AKCELERATORA

Diplomski rad

Split, 2019.
Marina Krmek

PROTOKOLI I METODE KONTROLE KVALITETE MEDICINSKOG LINEARNOG AKCELERATORA
PROTOCOLS AND METHODS OF QUALITY CONTROL OF MEDICAL LINEAR ACCELERATOR

Diplomski rad/Master's Thesis

Mentor:
doc.dr.sc. Branka Petrić Miše
Su-mentor:
prof. fizike Darijo Hrepić

Split, 2019.
Veliko hvala doc.dr.sc. Branka Petrić Miše i prof. fizike Darijo Hrepić na pomoći prilikom izrade ovog diplomskog rada.

Hvala mojim kolegama s odjela radioterapije i nuklearne medicine KBC Sestre Milosrdnice Zagreb.

Od srca hvala mom suprugu Mariu i mojim roditeljima na potpori i razumijevanju tijekom studija i izrade ovog rada.
SADRŽAJ

1. UVOD ........................................................................................................................................4
   1.1. PRIMJENA LINEARNOG AKCELERATORA U RADIOTERAPIJI .................................9
   1.2. KONTROLA KVALITETE U RADIOTERAPIJI ...............................................................10
2. CILJ RADA ................................................................................................................................10
3. RASPRAVA ................................................................................................................................11
   3.1. CBCT (engl. CONE BEAM CT) .....................................................................................11
   3.2. PROTOKOLI KONTROLE KVALITETE CBCT-A ..........................................................11
   3.3. LINEARNI AKCELERATOR ............................................................................................14
   3.4. DNEVNI PROTOKOL KONTROLE KVALITETE ELEKTA SYNERGY
        LINEARNOG AKCELERATORA ....................................................................................18
   3.5. TJEDNI PROTOKOL KONTROLE KVALITETE ELEKTA SYNERGY
        LINEARNOG AKCELERATORA ....................................................................................23
   3.6. MJESечноNI PROTOKOL KONTROLE KVALITETE ELEKTA SYNERGY
        LINEARNOG AKCELERATORA ....................................................................................23
   3.7. TROMJESECNI PROTOKOL KONTROLE KVALITETE ELEKTA SYNERGY
        LINEARNOG AKCELERATORA ....................................................................................27
   3.8. GODIŠNJI PROTOKOL KONTROLE KVALITETE ELEKTA SYNERGY
        LINEARNOG AKCELERATORA ....................................................................................33
   3.9. PRAVILNIK KONTROLE KVALITETE U RADIOTERAPIJI ........................................35
4. ZAKLJUČAK ................................................................................................................................37
5. LITERATURA ............................................................................................................................38
6. SAŽETAK ..................................................................................................................................39
7. SUMMARY ..............................................................................................................................40
8. ŽIVOTOPIS ..............................................................................................................................41
9. PRILOZI ....................................................................................................................................43
1. UVOD

RADIOTERAPIJA

Radioterapija je grana medicine koja se bavi liječenjem malignih i drugih bolesti primjenom ionizirajućeg zračenja te je u današnje vrijeme neizostavni oblik liječenja tumora. Radioterapija ima dva jednako važna cilja: kontrola rasta tumora u smislu njegove maksimalne ozljede te u isto vrijeme maksimalna zaštita okolnog priležećeg tkiva.

Najčešće se provodi x-fotonima, γ-fotonima i visokoenergijskim elektronima.

Prema terapijskom cilju dijeli se na kurativnu i palijativnu radioterapiju.

Kurativnom radioterapijom želi se postići izlječenje bolesnika radikalnim dozama zračenja. Može biti adjuvantna, neoadjuvantna i primarna.

- Adjuvantna radioterapija podrazumijeva primjenu ionizirajućeg zračenja, fotonskog i/ili elektronskog, nakon radikalnog kirurškog liječenja. Ako je potreban adjuvantna kemoterapija onda se provodi istovremeno (konkomitantno) s radioterapijom ili sekvencijski, nakon završene radioterapije.

- Primarna radioterapija podrazumijeva primjenu radioterapije kod bolesnika koji imaju inoperabilni tumor. Kod određenih sijela učinkovitija je konkomitantna kemoradioterapija.

- Neoadjuvantna terapija se provodi kod lokalno uznapređenih tumora u smislu smanjenja opsega bolesti i prevodenja u operabilno stanje. Može se provoditi uspoređno s drugim modalitetima onkološkog liječenja (kemoterapijom, imunoterapijom, ...)

Svrha palijativne radioterapije je prevencija pojave simptoma (kao što je bol) i životno ugrožavajućih stanja (npr. prijeteća fraktura kod koštanih presadnica) ili smanjenje intenziteta postojećih simptoma.

NAČIN RADA RADIOTERAPIJE

Radioterapija koristi fokusiranu energetsku zraku kako bi oštetila tumorske stanice i u isto vrijeme imala minimalan ozljedni zdravog tkiva. Visokoenergetsko zračenje oštećuje DNA kancerogenih stanica što posljedično onemogućuje njihovu sposobnost umnožavanja i širenja, uništavajući i smanjujući tumor. Zdrave stanice se lakše mogu oporaviti od izloženosti zračenju.
**PREDNOSTI RADIOTERAPIJE**

Radioterapija se koristi za liječenje mnogih vrsta i sijela karcinoma i to samostalno ili u kombinaciji s drugim modalitetima onkološkog liječenja. Radioterapija se može koristiti za:

- Liječenje karcinoma (smanjenje i nestanak tumora te spriječavanje njegovog ponovnog pojavljanja),
- Palijativni tretman kada eliminacija tumora nije moguća (palijativna radioterapija se koristi za olakšanje boli, pritiska i drugih simptoma smanjujući tumor),
- Smanjivanje opsega tumora prije same operacije,
- Uništavanje možebitnih zaostalih kancerogenih stanica nakon radikalne operacije.

**NUSPOJAVE RADIOTERAPIJE**

Radioterapija može prouzrokovati nastanak određenih nuspojava koje su obično uzrokovane oštećenjem zdravih stanica za vrijeme liječenja. Neželjene posljedice radioterapije se dijele na akutne ili rane, koje se pojavljuju tijekom zračenja. No, mogu biti kumulativne što znači da se mogu razviti u kasnijim fazama liječenja, nakon ordinirane radioterapije (kasne ili kronične). Mogu biti blaže ili jače, te ovisi o veličini i lokalizaciji tumora, stadiju bolesti, općem zdravstvenom stanju pacijenta i vrsti tretmana koji se primjenjuje.

Dvije najčešće nuspojave radioterapije su:

- Ozljede kože na dijelu tijela koje se tretira. Iritacije kože mogu uključivati suhoću, svrbež, guljenje, te izbijanje plikova.
- Umor različitog intenziteta.
- Ostale nuspojave su obično vezane za dio tijela koji se tretira npr. gubitak kose ili suhoća grla kada se operira i zrači tumor glave i vrata, ili pak urinarni problemi kod operacije i zračenja organa male zdjelice.

**POSTUPAK RADIOTERAPIJE**

Pacijent leži na pokretnom ležaju uz primjenu lasera kojim je omogućeno postizanje najpovoljnijeg, najreprodicibilnijeg i najkomforzibilnijeg položaja bolesnika. Pokretni ležaj može se kretati u mnogim smjerovima, uključujući gore - dolje, lijevo - desno i unutra - van. Zraka dolazi iz dijela akceleratora koji se zove stativ (engl. „gantry“) i koji se može rotirati oko pacijenta. Na takav način je moguća primjena radioterapije na tumor iz različitih kutova.

Nakon odluke Multidisciplinarnog tima o načinu liječenja onkološkog bolesnika, onkolog
definira plan terapije, odnosno sijelo, količinu i dozu zračenja. Medicinski fizičari određuju na koji način pacijent treba primiti preporučenu dozu i definiraju vrijeme koje je potrebno akceleratoru za taj proces. Radiološki tehnolozi upravljaju linearnim akceleratorom i provode isplanirani i odobreni plan zračenja, koji je uvijek individualiziran i personaliziran.

Slika 1. Postupak radioterapije
SIGURNOST PACIJENTA

METODE LIJEČENJA U RADIOTERAPIJI
Postoje dvije vrste radioterapije, i obje su dizajnirane da precizno ciljaju tumor i minimalno oštećuju okolno zdravo tkivo. Prva od njih je vanjska (eksterna, tele) radioterapija, a druga je brahiterapija.

VANJSKA (EKSTerna) RADIOTERAPIJA (EBRT)
- V MAT (engl. Volumetrijski modulirana luk terapija)
  Koristi se poseban softver i napredni linearni akcelerator kako bi se omogućio i do 8 puta brže IMRT (engl. intensity modulated radiotherapy) tretman, za razliku od konvencionalnih IMRT tretmana za vrijeme kojih se stroj mora okretati i nekoliko puta oko pacijenta uz zaustavljanje i ponovna pokretanja kako bi se tumor liječio iz različitih kuteva.
- IMRT (Radioterapija snopovima promjenjivog intenziteta)
  Koristi se 3D (trodimenzijski) prikaz tijela kako bi iz različitih kuteva navodila zrake do tumora. Intenzitet zračenja se mijenja ovisno o pojedinom kutu, a oblik zrake se mijenja kako bi pratio oblik tumora. To omogućuje da zračenje dođe do svih dijelova tumora minimizirajući izloženost okolnog zdravog tkiva. Ovakvi tretmani se obično daju svakodnevno između 10-20 minuta u periodu između 6-8 tjedana.
- IGRT (engl. Radioterapija vođena prikazima)
  Tehnika koja sadrži 2D (dvodimenzijski) i 3D prikaz tijela kako bi iz mnogo različitih kuteva navodila radiacijske zrake do tumora. Prije svakog tretmana simulira se prikaz kako bi se tumor mogao precizno locirati. Prikazi koji se koriste obično su napravljeni kompjuteriziranoj tomografiji (CT), magnetskom rezonanci (MR) ili pozitron emisijom tomografiji (PET).

BRAHITERAPIJA
Brahiterapija je vrsta radioterapije kod koje se izvor zračenja umeće u željeni dio tijela ili oko tumora. Brahiterapija liječi karcinom uz pomoć malih radioaktivnih implantata (izvora) postavljenih unutar tijela, izravno u ciljno područje ili u njegovu neposrednu blizinu. Ova metoda liječenja je dokazano uspješna kod karcinoma poput prostate, vrata maternice i endometrija, karcinoma dojke, kože, bronha, jednjaka, karcinoma glave/vrata te sarkoma mekog tkiva.
1.1. PRIMJENA LINEARNOG AKCELERATORA U RADIOTERAPIJI

Radioterapija vanjskog snopa ili teleradioterapija (engl. external beam radiotherapy) provodi se linearnim akceleratorom.

Pacijent leži na terapijskom stolu dok se vanjski izvor ionizirajućeg zračenja usmjerava prema određenom dijelu tijela. Izvori korišteni za radioterapiju vanjskog snopa su X-zrake (fotoni) i elektronski snopovi. Radioterapija se najčešće provodi na način da se ukupna terapijska doza podijeli u veći broj jednakih frakcija, na način da se frakcije ordiniraju jednom dnevno. Radioterapija se ordinira pet radnih dana u tjednu, najčešće 5-6 tjedana.

Proces terapije zračenjem je vrlo složen i u njega su, na različitim nivoima, uključeni brojni stručnjaci različitih profesija. Zbog toga je i vjerojatnost pogreške veća. Kako bi se ta vjerojatnost svela na najmanju moguću mjeru nužno je provoditi program osiguranja kvalitete (kontrola kvalitete terapije zračenjem). Jedan od dijelova programa odnosi se na kontrolu kvalitete uređaja za terapiju zračenjem (radioterapijskih uređaja). U ovom radu navodimo protokole i metode kontrole kvalitete medicinskog linearnog akceleratora.

Svaki korak u integriranom procesu radioterapije, zahtjeva kontrolu kvalitetu (QC) i osiguranje kvalitete (QA) kako bi se spriječile pogreške i kako bi postojalo povjerenje da će pacijenti pravilno primiti propisani postupak.

 Sukladno tome nositelj odobre nja obavezan je uspostaviti program osiguranja kvalitete i osigurati njegovo provođenje. Izloženi radnici koji su u dodiru sa električnim uređajima, a koji proizvode ionizirajuće zračenje moraju biti upoznati sa programima osiguranja kvalitete.

„Osiguranje kvalitete podrazumijeva sve planirane i sustavno provođenje aktivnosti potrebne za osiguranje odgovarajuće stupnja pouzdanosti da sustav,dijelovi sustava ili postupci udovoljavaju propisanim standardima“. (Članak 3. Pravilnika o uvjetima i mjerama zaštite od ionizirajućeg zračenja za obavljanje djelatnosti s radioaktivnim izvorima, NN 41/2013).

Cilj ispitivanja je definirati proces osiguranja kvalitete rada linearnog akceleratora. Time postižemo da kvaliteta uređaja prilikom rada s pacijentima bude do propisane tolerancije jednake onoj prilikom pripreme uređaja za kliničku upotrebu.

U ovom radu objašnjavamo protokole i metode medicinskog linearnog akceleratora.
1.2. KONTROLA KVALITETE U RADIOTERAPIJI

Slika 2. Teleterapija
Pristupljeno 17.4.2019.

Proces radioterapije (RT) je složen i uključuje razumijevanje načela medicinske fizike, radiobiologije, sigurnosti zračenja, dozimetrije, planiranja liječenja zračenjem, simulacije i interakcije zračenja s drugim oblicima liječenja. Svaki korak u integriranom procesu RT zahtijeva kontrolu kvalitete (QC) i osiguranje kvalitete (QA) kako bi se spriječile pogreške i kako bi postojalo povjerenje da će pacijenti pravilno primiti propisanu terapiju. Sukladno tome nositelj odobrenja obvezan je uspostaviti program osiguranja kvalitete i osigurati njegovo provođenje pa svi izloženi radnici koji su u dodiru sa električnim uređajima, a koji proizvode ionizirajuće zračenje moraju biti upoznati s programima osiguranja kvalitete.

2. CILJ RADA

Cilj rada je izraditi optimalne protokole kontrole kvalitete sa svrhom provođenja što kvalitetnije radioterapije.
3. RASPRAVA

3.1. CBCT (engl. CONE BEAM CT)

Kilovoltni CBCT je sustav koji omogućuje 3D provjeru položaja pacijenta u terapijskim uvjetima nepostredno prije njezinog izvođenja. Osnovne protokole izrađuje proizvođač. Njima su definirani osnovni parametri sustava CBCT-a (početni i završni položaj stativa, ekspozicija, udaljenost detektora, debljina presjeka, veličina rekonstrukcijske matrice i filtri za obradu podataka).

Korisnik prema svojim potrebama izrađuje dodatne protokole, vodeći računa o načinu rada ustanove i njezinoj opremljenosti.

Cilj ispitivanja je definirati postupke kontrole kvalitete detektora i kompjuterizirane tomografije konusnim snopom; metode, oprema, način i učestalost procedura. Navedenim postupcima osiguravamo da rad s pacijentima bude jednake tolerancije kao prilikom primopredaje uređaja.

3.2. PROTOKOLI KONTROLE KVALITETE CBCT-A

Odgovorna osoba za provođenje provjera je medicinski fizičar osim dnevnih provjera koje obavljaju radiološki tehnolozi. Premu učestalosti ispitivanja procedure su podjeljene na dnevne, mjesečne i godišnje.

- **DNEVNE PROVJERE**

• **MJESEČNE PROVJERE**
  Mjesečne provjere uključuju:
  • sigurnosne provjere
  • provjere poklapanja detektora
  • provjere cijelog procesa
  • provjera kvalitete slike

• **GODIŠNJE PROVJERE**
  Godišnje provjere uključuju provjeru parametara kvalitete snopa za KV detektor i određivanje doze tijekom cijele godine.

**DEFINIRANJE PROTOKOLA ZA KLINIČKU UPOTREBU CBCT-a**
Cilj definiranja protokola CBCT-a je odrediti minimum doze koja osigurava da dijelovi od interesa zračenja, važni kod samog namještaja se mogu jasno razlučiti. Važno je odrediti količinu CBCT polja za određene anatomije.

**KONTROLA KVALITETE ZA CBCT**
• **PRECIZNOST I POMAK STOLA**
  • Namjestimo Penta-guide fantom tako da se laseri sijeku u malom križu fantoma koji ima koordinate -1.0, 1.4, 1.2cm
  • Provjerimo položaj lasera s obje strane fantoma
  • Postavimo M20 kolimator i F1 filter
  • Otvaramo pacijenta Quality, Dnevna
  • Odabiremo KV images, a zatim Acquire Volumes, View Image
  • U otvorenom prozoru odabiremo protokol Chest M20
  • Kliknemo Confirm Settings, a zatim na konzoli KV start
  • Nakon akvizicije kliknemo Accept, te dobivene slike uspoređimo s referentnim slikama CT simulatora
  • Koristimo alat za manualnu registraciju (Manual match). Radi bolje vidljivosti odabiremo prikaz kontrasta boja (npr. Soft)
  • Nakon namještanja kliknemo Convert to correction i zapišemo dobivena odstupanja
  • Pomoću automatske korekcije stola ([AUTO] + TableASU), zapišemo pomak
za koji je stol pomaknut

- Napravimo akviziciju s istim parametrima snimanja, kliknemo Accept i dobivene slike usporedimo s referentnim slikama
- Koristimo alat manualnu registraciju (Manual Match) odstupanja u sva tri smjera, upisujemo u tablicu
- Provjerimo lasere da se križaju na centralnom križu fantoma. Izmjerimo i zapišemo odstupanja horizontalnih i vertikalnih lasera na lijevoj i desnoj strani fantoma, te odstupanje lasera na gornjoj strani fantoma
- Tolerancija: ±2mm. Odstupanje upisujemo u obrazaca


- KV-MV IZOCENTAR
  - Nakon testa preciznosti i pomaka stola potrebno je snimiti dvije portalne slike pomoću EPID-a
  - U programu Iview-a otvoriti pacijenta Quality, Dnevne
  - Odabiremo AP Portal i Single Exposure
  - U programu Mosaiq odaberemo pacijenta Quality, Dnevne te u QA modu polje AP Portal
  - Nakon akvizicije potrebno je usporediti dobivenu portalnu sliku s DRR slikom iz sistema za planiranje
• Prvo treba ucrtati rub fantoma (crvena), a zatim ocrtati krug ili križ centralne kuglice (zelena)
• Kliknemo na Template Matching te zapisati dobivena odstupanja u horizontalnom i vertikalnom smjeru
• Ponovimo postupak za desnu lateralnu portalnu sliku
• Tolerancija: ± 2 mm. Odstupanje upisujemo u tablicu

3.3. LINEARNI AKCELERATOR

OPĆENITO O LINEARNOM AKCELERATORU
Kronološki gledano, prvi tip akceleratora je Cockroft-Waltonov akcelerator, sastoji se od izvora iona, akcelatorske cijevi u kojoj se vrši ubrzavanje, izvora visokog napona koji je na specijalan način priključen na sistem akcelatorskih elektroda i sistema detektora. Suštinu ovog akceleratora čini upravo izvor napona i sistem elektroda koje ubrzavaju ione. Generator visokog napona sastoji se od dioda i kondenzatora povezanih na specijalan način koji omogućava postupno povećanje napona na elektrodama u akcelatorskoj cijevi. Ovo je vrlo star tip akceleratora, veoma jednostavne grade jer koristi standardne elektronske elemente. Maksimalna energija za ovaj akcelerator je 3 MeV, što je vrlo mala energija za suvremenu fiziku čestica.

Slika 5. Cockroft-Waltonov akcelerator

Izvor:

Slika 6. Otvoren Van de Graaffov akcelerator iz 1960-ih godina, koji je mogao postići energiju 2 MeV

Linearni akcelerator je suvremeni uređaj koji proizvodi fotonsko i elektronsko zračenje koje koristimo u medicini za liječenje pacijenata s malignim oboljenjima. Prvobitni akceleratori bili su linearni akceleratori (LINAC), a tvorac koncepta bio je Gustav Ising (1924.g.).
Opseg energija ovisi o modelu sistema linearnog akceleratora i njegove konfiguracije. Postoja dva moda energija, tj. mod fotona i mod elektrona. U modu fotona najčešće se
koriste energije između 4 i 23 MeV, a u modu elektrona energije između 5 i 21 MeV. U modu fotona najčešće se koriste dvije različite energije, a u modu elektrona 6 različitih energija.

Odgovorna osoba za provođenje protokola je medicinski fizičar, osim dnevnih provjera koje obavljaju radiološki tehnolozi. Premu učestalosti ispitivanja procedure su podjeljene na dnevne, mjesečne i godišnje.


- **Klistron (eng. Klystron)** je specijalna elektronska cijev koja se koristi kao oscilator, pojačalo i multiplikator vrlo visokih frekvencija. Dvorezonatorskoklistronsko pojačalo sastoji se od elektronskog topa za emisiju, fokusiranje i ubrzavanje snopa elektrona, kolektora (anode) na koju padaju elektroni i dva para rešetki, po jedan par u sastavu svakog šupljeg rezonatora.
  
  Rad im se zasniva na brzinskoj modulaciji elektrona. Ako nema signalu dovedenog na ulazni šuplji rezonator, gustoća elektrona je ravnomjerna po cijeloj dužini snopa. Kad se dovede korisni signal VVF na ulazni rezonator i njegove rešetke, mijenja se kinetička energija elektrona koji proljeću kroz rešetke. Time se oni naizmjene ubrzavaju i usporavaju, čime se postiže njihovo zgušnjavanje u određenim dijelovima elektronskog snopa. Rešetke izlaznog rezonatora postavljaju se na takvom rastojanju od rešetki ulaznog rezonatora da u njih ulaze najgušće grupe elektrona. Ako je izlazni rezonator postavljen na frekvenciju prolaska zgušnutih grupa elektrona, u njemu će se stvarati pojačane oscilacije. Elektroni tada predaju svoju kinetičku energiju izlaznom rezonatoru, i usporeni padaju na kolektor (anodu). Linearni akceleratori koji imaju klistron nazivaju se visokoenergetskim uređajima i kod njih postižemo energije fotona do 23 MV i energije elektrona do 21MeV

- **Magnetron** je elektronska cijev velike snage. Koristi se kao proizvođač sinusnih oscilacija vrlo visoke frekvencije (VVF). Osnovni su dijelovi katoda, anodni blok s rezonatorima i sistem za odvođenje proizvedene VVF energije.
  
  U magnetronu upravljanje elektronima vrši se pomoću električnog i magnetskog polja. Električno polje ubrza elektrone na putu od katode k anodi. Unutar magnetona katoda emitira elektrone, oko katode je spiralna anoda koja privlači elektrone koji putuju spiralno, elektroni prolaze kraj rezonantnih šupljina i generiraju pulsirajuće magnetsko polje. Linearni
akceleratori koji posjeduju magnetron nazivaju se srednjim energetskim
uredajima i kod njih dobivamo energije fotona do 15 MV i energije elektrona
do 14 MeV.
Osnovne komponente sistema linearnih akceleratora u medicini su:

- stacionarna struktura (Stationary Structure); To je fiksni dio uredaja. Ona je
  najteža komponenta i u njoj se nalaze ostale stacionarne komponente. Vezana je
  na temelj u prostoriji u kojoj se nalazi sistem linearnog akceleratora (SLA).
- Stativ, pokretno postolje (Gantry) je mobilni dio SLA i on rotira oko stola za
  pacijente za 180° u pravcu kazaljke na satu i 180° u suprotnom pravcu kazaljke na
  satu. Uloga stativa je omogućiti implementaciju doze iz raznih kutova prema
  pacijentu.
- Akceleratorski valovod (Accelerating Waveguide) je cijev koja ima zadatak
  ubrzanja elektrona i pojačavanja energije. Ona se nalazi u gentriju SLA.
- Elektronski top (Electron Gun) kontroliran injektorom; Ulogu proizvodnje i
  ubacivanja elektrona u sistem imaju elektronski top (Electron Gun) i injektor
  (Injector).
- 270 stupnjevani "bending" magnet,
- Radio frekventno (RF) pojačalo s klistron (Klystron) modulatorom i RF
  drajverima (Driver) ili magnetronom (Magnetron) s modulatorom; Snagu za
  ubrzavanje proizvedenih elektrona daju klistron ili magnetron i modulator.
- Kolimator sa sistemom dozimetrije i dozimetrijskim komorama.

Slika 7. Položaj osnovnih komponenti sistema linearnog akceleratora (SLA) koji se
koristi u medicini

3.4. Dnevni protokol kontrole kvalitete Elekta Synergy linearnog akceleratora

- Mehanički testovi
- Iniциjalno zagrijavanje uređaja
- Sigurnosni testovi

MEHANIČKI TESTOVI

- Provjera optičkog pokazivača udaljenosti.
  Zarotiramo stativ i kolimator u 0°. Milimetarski papir zalijepimo na stol, namjestimo SSD = 100 cm, te poklopimo centar polja s centrom na papiru. Očitamo vrijednosti pomoću optičkog pokazivača distance (OPD). Vrijednosti uspoređujemo s digitalnim čitačem položaja stola (Table vertical). Postupak ponavljamo za različite vrijednosti SSD-a. Bilježimo dobivene vrijednosti. Tolerancija je 2 mm. (Slika)

- Provjera veličine svjetlosnog polja
  Zalijepimo milimetarski papir sa ucrtanim poljima na terapijski stol. Namjestimo SSD = 100 cm. Pokloplimo centar polja sa nacrtanim centrom na papiru. Postavljamo različite veličine svjetlosnog polja, i za svaku od dobivenih veličina svjetlosnog polja zabilježimo odstupanje i zabilježimo u tablicu. Toleracija je 2 mm na svakom kraju.

- Provjera pomaka projekcije svjetlosnog polja
  Provjeru pomaka projekcije vršimo:
  - Rotacijom kolimatora
  - Vertikalnim pomacima stola
    Zalijepimo milimetarski papir na terapijski stol i nacrtamo projekciju centra svjetlosnog polja. Stativ i kolimator postavimo u 0°. Stol vertikalno pomičemo za ± 5 cm, ± 10 cm, ± 15 cm. U svakom položaju na milimetarskom papiru označavamo projekciju centra polja. Bilježimo najveće odstupanje. Tolerancija je 3 mm.
  - Provjerom sukladnosti lasera
Prvo provjeru izvodimo sa ugađenim laserima. Stativ i kolimator su u poziciji 0°. Na površinu stola postavljamo Q Laser fantom. Projekcija centra svjetlosnog polja poklapa se s nacrtanim centrom na gornjoj površini fantoma. Rotiramo stativ u položaj 90°i 270° te postavimo projekcije centra svjetlosnog polja na bočne oznake na fantому. Upalimo lasere i vratimo stativ u 0°. Provjeravamo poklapanje bočnih i sagitalnih lasera s oznakama na fantому. U tablicu upisujemo odstupanja.

INICIJALNO ZAGRIJAVANJE UREĐAJA
Svaki dan prije početka rada s pacijentima potrebno je iz „Standard therapy“ upravljačkog sučelja, za svaku energiju ozračiti 300MU za fotonske snopove i 300MU za elektronske snopove. Upisujemo u tablicu dobivene vrijednosti. Pratimo stalnost brzine doze i po potrebi bilježimo najveće odstupanje.

SIGURNOSNI TESTOVI
Prilikom testiranja uređaja na dnevnoj bazi moramo provesti nekoliko sigurnosnih testova:
- Provjera sigurnosnih prekidača (ispravno funkcioniranje)
- Provjera audio-video sustava
- Provjera funkcije MV On/Off na upravljačkoj konzoli
- Provjera funkcije KV On/Off na upravljačkoj konzoli
- Provjera svjetlosne signalizacije
- Prekid ekspozicije otvaranjem vrata
- Provjera ispravnosti Touchguarda prstena

Na navedene testove odgovaramo s DA/NE i popunjavamo kratki test.
Dnevni protokol kontrole kvalitete Elekta Synergy linearnog akceleratora sadrži:

1. Mehaničke testove
   1.1 Provjera optičkog pokazivača udaljenosti
   1.2 Provjera veličine svjetlosnog snopa
   1.3 Provjera pomaka projekcije centra svjetlosnog snopa
      1.3.1 S rotacijom kolimatora
      1.3.2 S vertikalnim pomacima stola
   1.4 Provjera sukladnosti lasera

2. Inicijalno zagrijavanje uređaja

3. Sigurnosne testove
   3.1 Provjera sigurnosnih prekidača
   3.2 Provjera audio/video sustava
   3.3 Provjera funkcija MV on/off na upravljačkoj konzoli
   3.4 Provjera funkcija kV on/off na upravljačkoj konzoli
   3.5 Provjera rada svjetlosne signalizacije
   3.6 Prekid ekspozicije otvaranjem vrata

1. Mehanički testovi

1.1 Provjera optičkog pokazivača udaljenosti

Zarotirati stativ i kolimator u 0°. Zalijepiti milimetarski papir na terapijski stol, poklopiti centar polja sa nacrtnim centrom na papiru i namjestiti SSD= 100 cm pomoću mehaničkog pokazivača distance (MPD). Očitati vrijednost pomoću optičkog pokazivača distance (OPD). Usporediti vrijednost s digitalnim čitačem požaja stola (table vertical). Ponoviti isti postupak za različite vrijednosti SSD-a 90, 95, 105 i 110. Zabilježiti dobivene vrijednosti.
(tolerancija: 2 mm)

<table>
<thead>
<tr>
<th>MPD (cm)</th>
<th>90</th>
<th>95</th>
<th>100</th>
<th>105</th>
<th>110</th>
</tr>
</thead>
<tbody>
<tr>
<td>OPD (cm)</td>
<td>1,5mm</td>
<td>2mm</td>
<td>1mm</td>
<td>1mm</td>
<td>1,5mm</td>
</tr>
<tr>
<td>TV (cm)</td>
<td>1mm</td>
<td>1mm</td>
<td>1,5mm</td>
<td>2mm</td>
<td>2mm</td>
</tr>
</tbody>
</table>

1.2 Provjera veličine svjetlosnog polja

Zalijepiti milimetarski papir sa ocrtanim poljima na terapijski stol, poklopiti centar polja sa nacrtnim centrom na papiru i namjestiti SSD= 100 cm u nacrtni centar. Postaviti različite veličine svjetlosnog polja. Za svaku od tih veličina svjetlosnog polja zabilježiti odstupanja i upisati ih u tablicu. Pri upisivanju voditi računa da su odstupanja upisana sa odgovarajućim predznakom (npr. 0,5 mm ako je svjetlosno polje manje za 0,5 mm).
(tolerancija: 2 mm na svakom kraju)

<table>
<thead>
<tr>
<th>10 cm x 10 cm</th>
<th>15 cm x 15 cm</th>
<th>25 cm x 25 cm</th>
</tr>
</thead>
<tbody>
<tr>
<td>X₁</td>
<td>X₂</td>
<td>Y₁</td>
</tr>
<tr>
<td>-0,5m</td>
<td>0,0</td>
<td>0,0</td>
</tr>
</tbody>
</table>
1.3 Provjera pomaka projekcije centra svjetlosnog snopa

1.3.1 S rotacijom kolimatora
Rotirati stativ i kolimator u 0°. Zalijepiti milimetarski papir na terapijski stol i nacrtati projekciju centra svjetlosnog polja. Napraviti 'pun' krug kolimatorom u koracima od 40° (40°, 80°, 120°, 160°, 280° i 320°) i označavati položaj centra. Zabilježiti najveće odstupanje.
(tolerancija: promjer=2 mm)

<table>
<thead>
<tr>
<th>Pozicija kuta (°)</th>
<th>Najveće odstupanje (mm)</th>
</tr>
</thead>
<tbody>
<tr>
<td>40°</td>
<td>1mm</td>
</tr>
<tr>
<td>80°</td>
<td>0,5mm</td>
</tr>
<tr>
<td>120°</td>
<td>1mm</td>
</tr>
<tr>
<td>280°</td>
<td>2mm</td>
</tr>
<tr>
<td>320°</td>
<td>2mm</td>
</tr>
</tbody>
</table>

1.3.2 S vertikalnim pomacima stola
Rotirati stativ i kolimator u 0°. Zalijepiti milimetarski papir na terapijski stol i nacrtati projekciju centra svjetlosnog polja. Zatim stol vertikalno micati za ±5 cm, ±10 cm, ±15 cm i u svakom položaju na milimetarskom papiru označavati projekciju centra polja. Zabilježiti najveće odstupanje.
(tolerancija: 3 mm)

<table>
<thead>
<tr>
<th>Pozicija stola (TV)</th>
<th>Najveće odstupanje (mm)</th>
</tr>
</thead>
<tbody>
<tr>
<td>+5cm/-5cm</td>
<td>1mm/-1mm</td>
</tr>
<tr>
<td>+10cm/-10cm</td>
<td>2mm/-2mm</td>
</tr>
<tr>
<td>+15cm/-15cm</td>
<td>2,5mm/-2,5mm</td>
</tr>
</tbody>
</table>

1.4 Provjera sukladnosti lasersa
(tolerancija: 2 mm)

<table>
<thead>
<tr>
<th>Sagitalni laser (mm)</th>
<th>Lijevi bočni laser</th>
<th>Desni bočni laser</th>
</tr>
</thead>
<tbody>
<tr>
<td></td>
<td>horizontal (mm)</td>
<td>vertikalno (mm)</td>
</tr>
<tr>
<td>0,0mm</td>
<td>0,5mm</td>
<td>0,5mm</td>
</tr>
<tr>
<td>-1,0mm</td>
<td>0,5mm</td>
<td>0,0mm</td>
</tr>
</tbody>
</table>
2. Inicijalno zagrijavanje uređaja

Potrebo je, iz „standard therapy“ upravljačkog sučelja, za svaku energiju označiti 300 MU za fotonske snopove i 300MU za elektronske snopove. Obratiti pažnju na razliku broja MU primarnog i sekundarnog brojača i zabilježiti razliku u konačnom zbroju. Također je neophodno pratiti stalnost brzine doze i po potrebi zabilježiti najveće odstupanje.

<table>
<thead>
<tr>
<th>E</th>
<th>Prescribe MU</th>
<th>Backup MU</th>
<th>Δ Doserate</th>
</tr>
</thead>
<tbody>
<tr>
<td>6 MV</td>
<td>300</td>
<td>301,7</td>
<td>-</td>
</tr>
<tr>
<td>18 MV</td>
<td>300</td>
<td>302,7</td>
<td>-</td>
</tr>
<tr>
<td>6 MeV</td>
<td>300</td>
<td>304,4</td>
<td>-</td>
</tr>
<tr>
<td>9 MeV</td>
<td>300</td>
<td>305</td>
<td>-</td>
</tr>
<tr>
<td>12 MeV</td>
<td>300</td>
<td>302,2</td>
<td>-</td>
</tr>
<tr>
<td>15 MeV</td>
<td>300</td>
<td>304</td>
<td>1,05%</td>
</tr>
<tr>
<td>20 MeV</td>
<td>300</td>
<td>301,5</td>
<td>-</td>
</tr>
</tbody>
</table>

3. Sigurnosni testovi

3.1 Provjera sigurnosnih prekidača
(kriteriji: ispravno funkcioniranje)

DA  NE

3.2 Provjera audio/video sustava
(kriteriji: ispravno funkcioniranje)

DA  NE

3.3 Provjera funkcija MV on/off na upravljačkoj konzoli
(kriteriji: ispravno funkcioniranje)

DA  NE

3.4 Provjera funkcija kV on/off na upravljačkoj konzoli
(kriteriji: ispravno funkcioniranje)

DA  NE

3.5 Provjera rada svjetlosne signalizacije
(kriteriji: ispravno funkcioniranje)

DA  NE

3.6 Prekid ekspozicije otvaranjem vrata
(kriteriji: ispravno funkcioniranje)

DA  NE

3.7 Provjera ispravnosti touchguard prstena:
(kriteriji: ispravno funkcioniranje)

DA  NE
3.5. TJEDNI PROTOKOL KONTROLE KVALITETE ELEKTA SYNERGY LINEARNOG AKCELERATORA

Provjera doze u referentnoj točci.

Mjerenje za elektronske snopove se vrši u fantomu od bijelog polistirena na dubinama definiranim za pojedini snop zračenja, dok se mjerenje za fotonike snopove vrši u malom vodenom fantomu. Odziv se korigira na tlak i temperaturu (unosi se svaki put u elektrometar), te NDW (uneseno isto u elektrometar). Fotonski se snopovi mjere tako da se komorica postavi na 10cm dubine SSD = 100 cm. Za fotonike snopove koristimo mjerno područje brzine doze MED 662 nGy/s, a kod elektronskih snopova na dubinama koje daju dovoljno reproducibilne rezultate (d>dMAX na SSD = 100 cm). Kod elektronskih snopova koristi se mjerno područje brzine doze LOW 164 mGy/s. Apsolutna dozimetrija radi se s 500 MU.

Dobivene vrijednosti upišu se u za to predviđene obrasce, u koje se upisuje datum, potpis fizičara, odstupanja i napomene.

Oprema koje se koristi za tjedni protokol kontrole kvalitete uključuje:

- Elektrometar UNIDOS E
- 3313 Waterproof komorica tipa Farmer za fotonike snopove
- 34045 komorica tipa Adv. Marcus za elektronske snopove
- Vodeni fantom PTW Water Phantom 41001 for Vertical Beams
- Polistireninski solid water fantom za elektronske snopove
- Tlakomjer
- Termometar za zrak i vodu

3.6. MJESEČNI PROTOKOL KONTROLE KVALITETE ELEKTA SYNERGY LINEARNOG AKCELERATORA

MEHANIČKI TESTOVI

- Provjera optičkog pokazivača udaljenosti
- Provjera veličine svjetlosnog snopa
- Provjera pomaka projekcije centra svjetlosnog snopa
  - S rotacijom kolimatora
  - S vertikalnim pomacima stola
  - S rotacijom stola
- Provjera sukladnosti lasera
- Provjera rotacije kolimatora
• Provjera položaja stola
  • Vertikalni pomak stola
  • Lateralni pomak stola
  • Longitudinalni pomak stola
• Kongruencija svjetlosnog i radiacijskog snopa
  • Simetrična fotonska polja
  • Asimetrična fotonska polja
• Provjera položaja lamela MLC-a

KONTROLA KVALITETE DOZIMETRIJSKIH ZNAČAJKI UREĐAJA
Indikacija simetričnosti mjerenjem u točkama

KONTROLA KVALITETE SIGURNOSNIH ZNAČAJKI UREĐAJA
Nemogućnost zračenja elektronskog snopa bez elektronskog aplikatora
Nemogućnost zračenja fotonskog snopa s elektronskim aplikatora

MEHANIČKI TESTOVI
• Provjera optičkog pokazivača udaljenosti
  Zarotirati stativ i kolimator u 0°. Zalijepiti milimetarski papir na terapijski stol, poklopite centar polja sa nacrtanim centrom na papiru i namjestiti SSD = 100 cm pomoću mehaničkog pokazivača distance (MPD). Očitati vrijednost pomoću optičkog pokazivača distance (OPD). Ponoviti isti postupak za različite vrijednosti SSD-a 90, 95, 105 i 110. Zabilježiti dobivene vrijednosti - (tolerancija: 2 mm).
• Provjera veličine svjetlosnog polja
  Zalijepiti milimetarski papir s ocrtanim poljima na terapijski stol, poklopite centar polja sa nacrtanim centrom na papiru i namjestiti SSD = 100 cm u nacrtani centar. Postaviti različite veličine svjetlosnog polja. Za svaku od tih veličina svjetlosnog polja zabilježiti odstupanja i upisati ih u tablicu. Pri upisivanju voditi računa da su odstupanja upisana sa odgovarajućim predznakom (npr. -0.5 mm ako je svjetlosno polje manje za 0.5 mm) - (tolerancija: 2 mm na svakom kraju).
• Provjera pomaka projekcije centra svjetlosnog snopa
  • S rotacijom kolimatora
    Rotirati stativ i kolimator u 0°. Zalijepiti milimetarski papir na terapijski stol i nacrtati projekciju centra svjetlosnog polja. Napraviti „puni“ krug kolimatorom u koracima od 40° (40°, 80°, 120°, 160°, 280° i 320°) i
označavati položaj centra. Zabilježiti najveće odstupanje - (tolerancija: promjer < 2 mm)

- S vertikalnim pomacima stola
  Rotirati stativ i kolimator u 0°. Zalijepiti milimetarski papir na terapijski stol i nacrtati projekciju centra svjetlosnog polja. Zatim stol vertikalno micati za ± 5 cm, ± 10 cm, ± 15 cm i u svakom položaju na milimetarskom papiru označavati projekciju centra polja. Zabilježiti najveće odstupanje - (tolerancija: 3 mm).

- S rotacijom stola
  Rotirati stativ i kolimator u 0°. Na površinu stola postaviti milimetarski papir tako da se projekcija centra svjetlosnog polja poklapa s nacrtanim centrom na SSD = 100 cm. Stol rotirati izocentrički na 45°, 90°, 135° i 270°. Pri svakom položaju stola očitati eventualno odstupanje projekcije centra kolimatora. Zabilježiti najveće odstupanje - (tolerancija: promjer = 2 mm).

- Provjeta sukladnosti lasera
  Prvi dio izvodimo s ugašenim laserima. Rotirati stativ i kolimator u 0°. Na površinu stola postaviti QUASAR fantom tako da se projekcija centra svjetlosnog polja poklapa s nacrtanim centrom na gornjoj površini fantoma. Rotirati stativ u položaje 90° i 270°, te postaviti se projekcije centra svjetlosnog polja na bočne oznake na fantomu. Nakon postavljanja fantoma treba upaliti lasere i vratiti stativ u nulu. Provjeriti poklapanje bočnih i sagitalnog lasera s oznakama na fantomu. U tablicu upisati odstupanja - (tolerancija: 2 mm).

- Provjeta rotacije kolimatora
  Rotirati stativ i kolimator u 0°. Postaviti milimetarski papir na stol linearnog akceleratora tako da se projekcije osi svjetlosnog polja poklapaju sa nacrtanim centrom na SSD = 100 cm. Napraviti puni krug kolimatorom u razmacima od 40° (0°, 40°, 80°, 120°, 160°, 280°, 320°) i očitavati položaj „centra“. Zabilježiti eventualno odstupanje za položaje kolimatora 90° i 270° - (tolerancija: promjer = 1 mm)

- Provjeta položaja stola
  - Vertikalni pomak stola
    Zarotirati stativ u 0°. Sa MPD-om stol pozicionirati na SSD = 100 cm. Očitati digitalnu vrijednost pozicije stola. Zatim pomoću MPD-a stol vertikalno micati za ± 5 cm, ± 10 cm. Zabilježiti promjenu digitalnog očitanja za svaki vertikalni pomak (TV) - (tolerancija: 2mm).
  - Lateralni pomak stola
Rotirati stativ u 0°. S MPD stol pozicionirati na SSD = 100 cm. Na milimeterskom papiru, kojeg smo prije zalijepili na stol, označiti projekciju centra svjetlosnog polja. Pomaknuti stol za ± 20 cm, ± 10 cm od izocentra koristeći se digitalnim očitanjem stola za lateralni pomak - (table lateral). Pri svakom pomaku stola označiti točku na milimetarskom papiru i odrediti udaljenost između njih. Zabilježiti očitanja i maksimalno odstupanje - (tolerancija: 2 mm).

- **Longitudinalni pomak stola**
  Rotirati stativ u 0°. S MPD stol pozicionirati na SSD = 100 cm. Na milimeterskom papiru, kojeg smo prije zalijepili na stol, označiti projekciju centra svjetlosnog polja. Pomaknuti stol za ± 20 cm, ± 10 cm od izocentra koristeći se digitalnim očitanjem stola za longitudinalni pomak (Table longitudinal). Pri svakom pomaku stola označiti točku na milimetarskom papiru i odrediti udaljenost između njih. Zabilježiti očitanja i najveće odstupanje - (tolerancija: 2 mm).

- **Kongruencija svjetlosnog i radijacijskog snopa**

- **Simetrična fotonska polja**
  Digitalnim očitanjem postavite veličinu polja 15×15 cm 2 u nacrtani centar polja na filmu. Ozračite film s 19 MU. Radi lakšeg očitanja filma, dodatno ozračiti polje 20×20cm 2 sa 11 MU. Na razvijenom filmu procijeniti odstupanja. Promijeniti film pri promjeni energije. Film prije eksponiranja izbušiti iglom u centru polja i na rubovima. Na film prije eksponiranja postaviti build-up polistiren debljine 1-2cm - (tolerancija: 2mm na rubovima polja).

- **Asimetrična fotonska polja**
  Za svaku energiju provjeravamo asimetriju po x-osi i zatim po y-osi na četiri različita filma. Digitalno redom postavljati asimetrična polja i pri svakom namještaju eksponirati film s 45 MU. Procijeniti eventualna preklapanja asimetričnih polja i zabilježiti ih s odgovarajućim predznakom. Film prije eksponiranja izbušiti iglom u centru polja i na rubovima. Na film prije eksponiranja postaviti build-up polistiren debljine 1-2 cm - (tolerancija: 2 mm na rubovima polja).

- **Provjera položaja lamela MLC-a**
  Pozicionirati stativ i kolimator u 0° i namjestiti SSD = 100cm. Film zaljepiti na površinu stola, postaviti veličinu polja 40×40 cm 2 i na rubovima filma iglom označiti osi i orijentaciju. Postaviti veličinu polja 1×40 cm 2 i eksponirati film u 5
različitih pozicija duž x-osi na -10 cm, -5 cm, 0 cm, 5 cm, 10 cm. Provjerava se širina polja i širina razmaka između njih. Zabilježiti najveće odstupanje u širini polja i u širini razmaka između ozračenih polja. Provjeru izvodimo za obje fotonske energije - (tolerancija: 2 mm sa svake strane polja).

**KONTROLA KVALITETE DOZIMETRIJSKIH ZNAČAJKI UREĐAJA**

Indikacija simetričnosti mjerenjem u točkama
Mjerenja se izvode u četiri točke (dvije u in plane, dvije u cross-plane smjeru, simetrične u odnosu na centralnu os) ionizacijskom komorom u vodenom fantomu. Mjerenja za fotonske snopove vrše se na dubini maksimuma, a za elektronske na referentnim dubinama za svaku pojedinu energiju.

**KONTROLA KVALITETE SIGURNOSNIH ZNAČAJKI UREĐAJA**

Nemogućnost zračenja elektronskog snopa bez elektronskog aplikatora
Dok je uređaj u fotonskom modu (bez elek. aplikatora), bez stavljanja elektronskog aplikatora pokušati ozračiti jedno elektronsko polje - (kriteriji: uređaj ne smije zračiti).

Nemogućnost zračenja fotonskog snopa s elektronskim aplikatora
Umetnuti elektronski aplikator i ozračiti nekoliko MU neke elektronske energije. Nakon toga, bez skidanja aplikatora, pokušajte ozračiti 10 MU jedne fotonske energije - (kriteriji: uređaj ne smije zračiti).

3.7. **TROMJESEČNI PROTOKOL KONTROLE KVALITETE ELEKTA SYNERGY LINEARNOG AKCELERATORA**

**MEHANIČKI TESTOVI**

- Provjera optičkog pokazivača udaljenosti
- Provjera veličine svjetlosnog snopa
- Provjera pomaka projekcije centra svjetlosnog snopa
  - S rotacijom kolimatora
  - S vertikalnim pomacima stola
  - S rotacijom stola
- Provjera sukladnosti lasera
- Provjera rotacije kolimatora
- Provjera položaja stola
  - Vertikalni pomak stola
• Lateralni pomak stola
• Longitudinalni pomak stola
• Kongruencija svjetlosnog i radijacijskog snopa
  • Simetrična fotonska polja
  • Asimetrična fotonska polja
• Provjera položaja lamela MLC-a
• Provjera radijacijskog izocentra
  • Rotacijom kolimatora
  • Rotacijom stativa
  • Rotacijom stola (IR)

**KONTROLA KVALITETE DOZIMETRIJSKIH ZAČAJKI UREĐAJA**
• Relativna dozimetrija
  • Karakterizacija fotonskih snopova
  • Karakterizacija elektronskih snopova
• Apsolutna dozimetrija - kalibracija apsorbirane doze u vodi

**MEHANIČKI TESTOVI**
• Provjera optičkog pokazivača udaljenosti
  Zarotirati stativ i kolimator u 0°. Zalijepiti milimetarski papir na terapijski stol, poklopiti centar polja sa nacrtanim centrom na papiru i namjestiti SSD = 100 cm pomoću mehaničkog pokazivača distance (MPD). Očitati vrijednost pomoću optičkog pokazivača distance (OPD). Ponoviti isti postupak za različite vrijednosti SSD-a 90, 95, 105 i 110. Zabilježiti dobivene vrijednosti - (tolerancija: 2 mm).
• Provjera veličine svjetlosnog polja
  Zalijepiti milimetarski papir s nacrtanim poljima na terapijski stol, poklopiti centar polja sa nacrtanim centrom na papiru i namjestiti SSD = 100 cm u nacrtani centar. Postaviti različite veličine svjetlosnog polja. Za svaku od tih veličina svjetlosnog polja zabilježiti odstupanja i upisati ih u tablicu. Pri upisivanju voditi računa da su odstupanja upisana s odgovarajućim predznakom (npr -0.5 mm ako je svjetlosno polje manje za 0.5 mm) - (tolerancija: 2 mm na svakom kraju).
• Provjera pomaka projekcije centra svjetlosnog snopa
  • S rotacijom kolimatora
    Rotirati stativ i kolimator u 0°. Zalijepiti milimetarski papir na terapijski stol i

- S vertikalnim pomacima stola
  Rotirati stativ i kolimator u 0°. Zalijepiti milimetarski papir na terapijski stol i nacrtati projekciju centra svjetlosnog polja. Zatim stol vertikalno micati za ± 5 cm, ± 10 cm, ± 15 cm i u svakom položaju na milimetarskom papiru označavati projekciju centra polja. Zabilježiti najveće odstupanje - (tolerancija: 3 mm).

- S rotacijom stola
  Rotirati stativ i kolimator u 0°. Na površinu stola postaviti milimetarski papir tako da se projekcija centra svjetlosnog polja poklapa s nacrtanim centrom na SSD = 100 cm. Stol rotirati izocentrički na 45°, 90°, 135° i 270°. Pri svakom položaju stola očitati eventualno odstupanje projekcije centra kolimatora. Zabilježiti najveće odstupanje - (tolerancija: promjer = 2 mm).

- Provjera sukladnosti lasera
  Prvi dio izvodimo s ugašenim laserima. Rotirati stativ i kolimator u 0°. Na površinu stola postaviti QUASAR fantom tako da se projekcija centra svjetlosnog polja poklapa s nacrtanim centrom na gornjoj površini fantoma. Rotirati stativ u položaje 90° i 270°, te postaviti projekcije centra svjetlosnog polja na bočne oznake na fantomu. Nakon postavljanja fantoma treba upaliti lasere i vratiti stativ u nulu. Provjerit poklapanje bočnih i sagitalnog lasera sa oznakama na fantomu. U tablicu upisati odstupanja - (tolerancija: 2 mm).

- Provjera rotacije kolimatora
  Rotirati stativ i kolimator u 0°. Postaviti milimetarski papir na stol linearog akceleratora tako da se projekcije osi svjetlosnog polja poklapaju sa nacrtanim centrom na SSD = 100 cm. Napraviti puni krug kolimatorom u razmacima od 40° (0°, 40°, 80°, 120°, 160°, 280°, 320°) i očitavati položaj „centra“. Zabilježiti eventualno odstupanje za položaje kolimatora 90° i 270° - (tolerancija: promjer = 1 mm).

- Provjera položaja stola
  - Vertikalni pomak stola
    Zarotirati stativ u 0°. S MPD-om stol pozicionirati na SSD = 100 cm. Očitati digitalnu vrijednost pozicije stola. Zatim pomoću MPD-a stol vertikalno micati za ± 5 cm, ± 10 cm. Zabilježiti promjenu digitalnog očitanja za svaki
vertikalni pomak (TV) - (tolerancija: 2mm).

- Lateralni pomak stola
  Rotirati stativ u 0°. S MPD stol pozicionirati na SSD = 100 cm. Na milimiterskom papiru, kojeg smo prije zalijepili na stol, označiti projekciju centra svjetlosnog polja. Pomaknuti stol za ± 20 cm, ± 10 cm od izocentra koristeći se digitalnim očitanjem stola za lateralni pomak.(Table lateral) Pri svakom pomaku stola označiti točku na milimiterskom papiru i odrediti udaljenost između njih. Zabilježiti očitanja i maksimalno odstupanje - (tolerancija: 2 mm).

- Longitudinalni pomak stola
  Rotirati stativ u 0°. S MPD stol pozicionirati na SSD = 100 cm. Na milimiterskom papiru, kojeg smo prije zalijepili na stol, označiti projekciju centra svjetlosnog polja. Pomaknuti stol za ± 20 cm, ± 10 cm od izocentra koristeći se digitalnim očitanjem stola za longitudinalni pomak (Table longitudinal). Pri svakom pomaku stola označiti točku na milimiterskom papiru i odrediti udaljenost između njih. Zabilježiti očitanja i najveće odstupanje - (tolerancija: 2 mm).

- Kongruencija svjetlosnog i radijacijskog snopa
  - Simetrična fotonska polja
    Digitalnim očitanjem postavite veličinu polja 15×15 cm 2 u nacrtni centar polja na filmu. Ozračite film sa 19 MU. Radi lakšeg očitanja filma, dodatno ozračiti polje 20×20 cm 2 sa 11 MU. Na razvijenom filmu procijeniti odstupanja. Promijeniti film pri promjeni energije. Film prije eksponiranja izbušiti iglom u centru polja i na rubovima. Na film prije eksponiranja postaviti build-up polistiren debljine 1-2 cm - (tolerancija: 2mm na rubovima polja).
  - Asimetrična fotonska polja
    Za svaku energiju provjeravamo asimetriju po x-osi i zatim po y-osi na četiri različita filma. Digitalno redom postavljati asimetrična polja i pri svakom namještaju eksponirati film s 45 MU. Procijeniti eventualna preklapanja asimetričnih polja i zabilježiti ih s odgovarajućim predznakom. Film prije eksponiranja izbušiti iglom u centru polja i na rubovima. Na film prije eksponiranja postaviti build-up polistiren debljine 1-2 cm - (tolerancija: 2 mm na rubovima polja).

- Provjera položaja lamela MLC-a
  Pozicionirati stativ i kolimator u 0° i namjestiti SSD = 100cm. Film zaljepiti na
površinu stola, postaviti veličinu polja 40×40 cm² i na rubovima filma iglom označiti osi i orijentaciju. Postaviti veličinu polja 1×40 cm² i eksponirati film u 5 različitih pozicija duž x-osi na -10 cm, -5 cm, 0 cm, 5 cm, 10 cm. Provjerava se širina polja i širina razmaka između njih. Zabilježiti najveće odstupanje u širini polja i u širini razmaka između ozračenih polja. Provjeru izvodimo za obje fotonske energije. Na film prije eksponiranja postaviti build-up polistiren debljine 1-2 cm - (tolerancija: 2 mm sa svake strane polja).

- Provjera radijacijskog izocentra
  - Rotacijom kolimatora
    Pri položaju stativa i kolimatora 0° i SSD = 100cm, na površinu stola zalijepimo film i namjestimo zadano polje. Kolimator rotiramo u koracima od 60° i pri svakom položaju eksponiramo s 23 MU. Na film prije eksponiranja postaviti polistiren debljine 1-2 cm. Za svaku promjenu veličine polja stavimo novi film. Na razvijenom filmu olovkom ucrtamo centralnu os svakog polja i odredimo njihova sjecišta. Određimo polumjer upisane kružnice tako dobivenog geometrijskog lika. Provjeru učiniti za oba fotonska snopa - (tolerancija: 1.5 mm u polumjeru upisane kružnice).

- Rotacijom stativa
  Postaviti film između dvije polistirenske ploče i učvrstiti. Ploče s filmom postaviti vertikalno. Namjestiti zadano polje i rotirati kolimator u 0° a stativ redom u 20°, 60°, 100°, 140°, 180°, 220°, 260°, 300°, 340°. Pri svakom položaju stativa eksponirati film s 23 MU. Za svaku promjenu polja staviti novi film. Na razvijenom filmu olovkom ucrtati centralnu os svakog polja i odrediti njihova sjecišta. Izmjeriti polumjer upisane kružnice tako dobivenog geometrijskog lika - (tolerancija: 1.5 mm u polumjeru upisane kružnice).

- Rotacijom stola (IR)
  Pozicionirati stativ i kolimator u 0° i namjestiti SSD = 100 cm. Na površinu stola zalijepiti film, namjestiti zadano polje i postaviti polistiren debljine 12 cm na film. Stol rotirati izocentrički u položaje 0°, 45°, 90°, 315° i pri svakom položaju eksponirati s 15 MU. Na razvijenom filmu olovkom ucrtati centralnu os svakog polja i odrediti njihova sjecišta. Izmjeriti polumjer upisane kružnice tako dobivenog geometrijskog lika - (tolerancija: 1.5 mm u polumjeru upisane kružnice).
KONTROLA KVALITETE DOZIMETRIJSKIH ZNAČAJKI UREĐAJA

Relativna dozimetrija
Relativna dozimetrija se izvodi pomoću PTW MP3-M sustava u vodenom fantomu sa semiflex ionizacijskim komoram.
Pomoću kolica pozicionira se prazni vodeni fantom ispod linearnog akceleratora tako da se označeni centar poklapa sa svjetlosnom projekcijom centra polja. Libelom provjeriti nagib fantoma. Kad je fantom ispravno postavljen treba ga napuniti vodom i postaviti tako da je SSD = 100 cm.
Za standardna mjerenja uvijek su potrebne dvije komorice. Jedna se komorica pozicionira u centar polja „field“ komorica), druga komorica koristi se kao referentna „ref.“ komorica) i pozicionira se u zraku, u kutu svjetlosnog polja. Prije početka mjerenja potrebno je podesiti elektrometar prema veličini signala određene energije i na pon komorice.

Karakterizacija fotonskih snopova
Napraviti mjerenja dubinskih krivulja za sve fotonske snopove zračenja i iz numeričkih analiza pročitati tražene parametre.
1. Rmax - dubina maksimalne doze
2. R85 - dubina 85% doze
3. R50 - dubina 50% doze
4. D0.05 - doza na površini
5. D10 - doza na 10cm
6. D20 - doza na 20cm
Osim dubinskih krivulja mjeriti i profile polja za svaku energiju na različitim dubinama (dmax, 5 cm i 10 cm). Iz numeričke analize možemo pročitati vrijednosti za simetriju (na dmax), flatness (na 5 cm dubine za X 6 MV i 10 cm dubine za X 18 MV) i realnu veličinu polja na 100 cm. Za određivanje nominalnog akceleratorskog potencijala potrebno je izračunati TPR 20/10 . Nadalje, odrediti polusjenu uz toleranciju 1.2 cm za 10x10 i 1.6 za 30x30 na 6MeV i 18MeV. Analizu krivulja raditi sa MEPHISTOm mc 2 računalnom aplikacijom na računalu na kojem je instaliran sustav. Na istom računalu pohraniti podatke.

Karakterizacija elektronskih snopova
Izmjeriti dubinske krivulje za sve elektronske snopove zračenja i iz numeričkih analiza izčitati tražene parametre.
1. Rmax - dubina maksimalne doze
2. R85 - dubina 85% doze
3. R50 - dubina 50% doze
4. D0.05 - doza na površini
5. Rp – ‘practical range’


Apsolutna dozimetrija - kalibracija apsorbirane doze u vodi
Kalibracija doze vrši se za sve fotonske i elektronske snopove u malom vodenom fantomu. Uređaj kalibrirati tako da brzina apsorbirane doze u maximumu za fotone i u referentnim dubinama za elektrone bude 1Gy/MU (TRS 398).

Postaviti stativ i kolimator u 0°, pripremiti vodeni fantom i komoricu za mjerenje. Prije početka mjerenja komoru ozračiti sa 100 MU kao &quot;predose&quot; i nakon toga nulirati elektrometar. U dozimetar upisati korekciju za tlak i temperaturu.

Za fotonske snopove koristi se mjerno područje brzine doze MED 662 nGy/s, a za elektronske snopove područje brzine doze LOW 164 mGy/s. Apsolutna dozimetrija radi se sa 500MU - (tolerancija – 1%).

3.8. GODIŠNJI PROTOKOL KONTROLE KVALITETE ELEKTA SYNERGY LINEARNOG AKCELERATORA

Kontrola kvalitete dozimetrijskih značajki uređaja

- Stabilnost izlaza snopa u maksimumu
  Ionizacijskom komorom na referentnoj dubini u vodenom fantomu izmjeriti odziv za sve snopove. Srednju vrijednost tri mjerenja za 500 MU korigirati i usporediti s traženom i izračunatim odstupanjem.
- Stabilnost izlaza snopa u ovisnosti o kutu stativa
  Postaviti ionizacijsku komoru u fantom te izmjerimo 300 MU u različitim pozicijama stativa 0°, 90°, 180° i 270°. Izračunati srednje vrijednosti i usporediti ih s vrijednostima izmjerenim na 0°. Fotonski snopovi su mjereni u izocentru a elektronski snopovi neposredno ispod elektronskog aplikatora. (tolerancija:<2%)
• Linearnost dozimetrijskog sustava akceleratora
Postaviti ionizacijsku komoru u standardnu geometriju kao za provjeru stabilnosti izlazne doze. Napraviti po tri mjerenja za različiti broj MU. Najprije 50 MU, zatim 100 MU i 300 MU. Izračunati srednje vrijednosti za 50, 100 i 300 MU i te omjer 50/100 i 300/100. Ponoviti mjerenja za sve snopove. (tolerancija: 50/100 = 0,49-0,51 300/100 = 2,97-3,03)

• Ovisnost izlaza o brzini doze
Postaviti ionizacijsku komoru u standardnu geometriju kao za provjeru stabilnosti. Izvesti tri mjerenja za 300 MU s terapijskom brzinom doze. Ponoviti postupak s promjenjenom brzinom doze. Izračunajte srednje vrijednosti i odstupanja. Ponoviti mjerenja za sve terapijske snopove. (tolerancija: ±2%)

• Ovisnost izlaza o veličini polja
Postaviti ionizacijsku komoru u standardnu geometriju kao za provjeru stabilnosti. Izvesti tri mjerenja za 300 MU za sve energije i veličine polja fotona 5×5, 10×10, 20×20 i elektrona 6×6, 10×10, 14×14 i 20×20. Izmjerene odzive podijeliti s odzivom kod referentnog polja (fotoni 10×10 cm2, elektroni 20×20 cm2). Tako dobivene „output faktore“ usporediti sa referentnima, izmjerenim prilikom CAT i upisati odstupanje. (tolerancija: ±2%)

• Termička stabilnost izlazne doze
Postaviti ionizacijsku komoru u standardnu geometriju kao za provjeru konstantnosti izlazne doze. Na početku, u sredini i na kraju radnog dana napraviti mjerenja svih fotonskih i elektronskih energija. Napraviti svaki put tri mjerenja i izračunati srednju vrijednost. Usporediti srednje vrijednosti dobivene tijekom dana. (tolerancija: ((max-min)/min)×100<2%)

• Analiza doznih profila snopova s klinom
Mjerenje se izvodi pomoću PTW MP3-M sustava u vodenom fantomu sa semiflex ionizacijskim komorama. Usporediti s inicijalnim mjerenjima - polje 6 MV na dubinama (mm) 18 MV na dubinama (mm)

• Provjera faktora transmisije klina
Mjerenja se vrše ionizacijskom komorom tipa Farmer u vodenom fantomu na centralnoj osi, FKD = 100 cm, d = 10 cm. Napraviti mjerenja za oba fotonska snopa za sljedeće veličine polja: 5×5 cm2, 10×10 cm2, 15×15 cm2, 20×20 cm2. Izmjerene vrijednosti za svaki klin upisati u tablicu i usporediti s inicijalnim vrijednostima - (tolerancija: ±2%).
3.9. PRAVILNIK KONTROLE KVALITETE U RADIOTERAPIJI

U Republici Hrvatskoj kontrola kvalitete u radioterapiji određena je Pravilnikom o uvjetima i mjerama zaštite od ionizirajućeg zračenja za obavljanje djelatnosti s električnim uređjima koji proizvode ionizirajuće zračenje. Tim pravilnikom određeno je osiguranje kvalitete, provjera kvalitete i sam program osiguranja kvalitete.

- „Osiguranje kvalitete“ jesu sve planirane i sustavno provođene aktivnosti potrebne za osiguranje odgovarajućeg stupnja pouzdanosti da sustav, dijelovi sustava ili postupci udovoljavaju propisanim standardima“. (članak 3).

- „Provjera kvalitete“ (kontrola kvalitete) jest sastavni dio osiguranja kvalitete. To je skup postupaka (priprema, usklađivanje, provedba) čija je svrha održanje i unapređenje kvalitete. Provjera kvalitete obuhvaća praćenje stanja, ocjenu i održanje svih provjerljivih i mjerljivih parametara sustava ili uređaja na propisanoj razini.“ (članak 3)

- Program osiguranja kvalitete - sadržava obvezni sadržaj i formu Priručnika za provjeru kvalitete. Kako bi se ujednačili kriteriji za provedbu kontrole kvalitete, potrebno je pripremiti odgovarajuće upute za provedbu kontrole. Pritom se koriste upute za izradu priručnika za uređaje koji se koriste u medicini.

Uputama za izradu Priručnika za provedbu kontrole kvalitete linearnog akceleratora osiguravaju se:

- Cilj ispitivanja – definirati proces osiguranja kvalitete rada linearnog – kvaliteta uređaja jednaka onoj prilikom pripreme uređaja za kliničku upotrebu

- Dnevne, tjedne, mjesečne, dvomjesečne, tromjesečne i godišnje provjere

- Analizu podataka izvode fizičari

- Provjere mehaničkih značajki uređaja, provjere dozimetrijskih značajki uređaja i provjera kvalitete sigurnosnih značajki uređaja

Kao primjer uputa koji se koriste imamo radne upute za provođenje dnevne kontrole kvalitete linearnog akceleratora korištene u KBC Split, Klinika za onkologiju i radioterapiju. Upute se provode svakodnevno prije početka kliničkog rada linaka s bolesnicima osim posebno navedenih postupaka koji se provode jednom tjedno. Pokreće se Mosaiq na računalu i uključuje uređaj Quick Check – nakon postupka zagrijavanja Quick Check je spreman za upotrebu.
Provjere koje se provode na uređaju Elekta Synergy S izvode se slijedećim redoslijedom:

- Sigurnosne provjere - upravljачka konzola LCD, monitori u bunkeru, kamera, svjetlosni signal zračenja (semafor), funkcionalnost ručne kontrole, zaustavljanje stativa ručnom kontrolom, pomicanje stola u svim smjerovima, „touchguard“
- Mehaničke provjere - položaj lasera: prvi dio provjere
- Zagrijavanje uređaja
- Sigurnosne provjere – prekid zračenja
- Mehaničke provjere – kut stativa i kut kolimatora
- Mehaničke provjere – optički pokazivač udaljenosti (OPU)
- Mehaničke provjere – položaj lasera: drugi dio provjere
- Mehaničke provjere – pomak projekcije centra svjetlosnog polja s rotacijom kolimatora
- Mehaničke provjere – veličina simetričnog svjetlosnog polja
- Mehaničke provjere – veličina asimetričnog svjetlosnog polja
- Dnevna dozimetrijska provjera linearnog akceleratora – fotoni
- Dnevna dozimetrijska provjera linearnog akceleratora – elektroni
- Jednom tjedno fizičar pregledava sve QC obrasce i rezultate mjerenja
- Po završetku mjerenja – isključi se Quick Check uređaj i po potrebi uključi punjenje akumulatora
4. ZAKLJUČAK

Akceleratori su vrlo sofisticirani radioterapijski uređaji. Prelaze iz sfere čisto istraživačkih uređaja u područje uređaja koji se koriste u industriji i medicini.
Radioterapija je grana medicine koja se bavi liječenjem malignih i drugih bolesti primjenom visokoenergetskog ionizirajućeg zračenja. Ima dva jednako važna cilja: kontrola rasta tumora i u isto vrijeme što je moguće više smanjiti njegovo širenje na okolno zdravo tkivo.
Osiguranje kvalitete (QA) uređaja za radioterapiju, kao i samo poboljšanje kontrole kvalitete (QC) od velike je važnosti kod smanjenja pogrešaka i nesigurnosti provedbi radioterapije.
Upute za kontrolu kvalitete u radioterapiji koje su dostupne radiološkim tehnolozima i medicinskim fizičarima pomažu u razvoju poboljšanja kontrole i osiguranja kvalitete. Korištenje sofisticirane opreme u radioterapiji također pomaže u osiguranju kontrole kvalitete.
U svom diplomskom radu sam opisala i navela protokole kontrole kvalitete koje koristimo kod medicinskog linearnog akceleratora i kod cone beam CT-a.
Protokoli kontrole kvalitete su nužni za provođenje što kvalitetnije radioterapije. Državni zavod za radiološku i nuklearnu sigurnost standardizirao je iste. Sve ustanove koje koriste neke od vrsta radioloških, nuklearnih ili onkoloških uređaja poput medicinskog linearnog akceleratora imaju stoga i zakonsku obavezu provođenja kontrole kvalitete.
Radiološki tehnolozi radom na medicinskom linearnom akceleratoru i u svom svakodnevnom radu provodim protokole koje sam navela u ovom radu, dok medicinski fizičari izvršavaju tjedne i godišnje provjere.
Nadam se da sam svojim radom uspjela približiti i objasniti važnost kontrola kvalitete koja je neizbježna te uz pomoć protokola koji su standardizirani i izvedivi.
5. LITERATURA

- Pravilnik o uvjetima i mjerama zaštite od ionizirajućeg zračenja za obavljanje djelatnosti s električnim uređjima koji proizvode ionizirajuće zračenje. https://narodne-novine.nn.hr/clanci/sluzbeni/2013_04_41_783.html
- Uputa za izradu priručnika za provedbu konrole kvalitete rendgenskog uređaja s kompjuteriziranu tomografiju koji se koristi u svrhu planiranja radioterapije (CT simulator). Državni zavod za radiološku i nuklearnu sigurnost[Internet ]; Zagreb, 2013. Dostupno na: http://cms.dzrns.hr/zastita_od_zracenja/kontrola_kvalitete.
- Sustav upravljanja sigurnošću; Radne upute za provođenje dnevne kontrole kvalitete linearnog akceleratora. KBC Split, Klinika za onkologiju i radioterapiju; 2019
- Radioterapija; Protokol za dnevni QA uređaj Oncor. KBC Zagreb; RU-izdanje 1
6. SAŽETAK

U ovom radu su opisani protokoli i metode kontrole kvalitete medicinskog linearnog akceleratora. Kroz praktični dio dobiveni su podatci dostupni na radnom mjestu radiološkog tehnioca na medicinskom linearnom akceleratoru. Podaci su generirani na medicinskom linearnom akceleratoru Elekta2 na Klinici za onkologiju i radioterapiju KBC Split, u okviru Programa osiguranja kvalitete za rad s izvorima ionizirajućeg zračenja.

U uvodnom dijelu opisane su karakteristike linearnog akceleratora i njegova uloga u liječenju, te sam princip radioterapije u svrhu liječenja onkoloških pacijenata. Danas je to jedan od nezamjenjivih uređaja za tu svrhu.

Navedeni su postupci kojima se osigurava jednak kvaliteta i sigurnost pacijenata i osoblja koje radi na uređajima, a koji se provode svakodnevno pošto je riječ o potencijalno opasnim uređajima čije su posljedice ozbiljne u slučaju nekontroliranog izlaganja ionizirajućem zračenju. Osim protokolarnih postupaka, svi uređaji u upotrebi stalno su povezani s proizvođačem uređaja koji isti može u bilo kojem trenutku kontrolirati i provjeriti ispravnost funkcioniranja.

Postupcima provođenja kontrole radioterapije koji se provode u Hrvatskoj svrstavaju radioterapiju u rang ostalih svjetski priznatih država na području radioterapijskog liječenja. Samim time osigurana je visoka kvaliteta liječenja i sigurnosti za pacijente i osoblje. Protokol kontrole kvalitete je standardiziran i provodi se svakodnevno. Kontrola kvalitete provodi se: tjedno, mjesečno i godišnje.
7. SUMMARY

This paper describes the protocols and quality control of medical linear accelerator. Forms and documents used for that purpose can be found as attachments to this document. Introduction of this document discusses the characteristics of linear accelerators, and their purpose in medicine, as well as principles of radiotherapy for treatment of oncology patients. Data were generated at the Elekta2 Medical Linear Accelerator at the Clinic for Oncology and Radiotherapy at the Clinical Hospital Center Split, as part of the Quality Assurance Program for working with ionizing radiation sources. Nowadays, it's one of irreplaceable medical devices used for that purpose.

Protocols that were mentioned in this document assure equal quality of treatment and safety of both patients and staff working with these device. These protocols are necessary because of high health risk in case of uncontrolled exposure to radiation. Apart from protocols conducted by medical personnel, the machines themselves are in constant online contact with the manufacturer, and can therefore be checked and tuned by them at any time.

Radiotherapy conduction and control protocols which are enforced in Croatia make our country one of the leading ones in radiotherapy, therefore ensuring high quality of treatment for the patients, as well as safety for the patients and medical personnel. Quality control protocol is standardized and enforced daily, with more rigorous controls conducted weekly, monthly and yearly.
8. ŽIVOTOPIS

Osobni podaci
Prezime / Ime Marina Krmek
Adresa MIJE GUNJALA 3, KAŠTEL ŠTAFILIĆ
Broj mobilnog telefona: 098 168 78 65
E-mail m.trebotic@gmail.com
Datum rođenja 1.10.1984., Split

Radno iskustvo
Lipanj 2019 – danas
Osnovne aktivnosti i odgovornosti
KBC „Križine“
Šoltanska 1, Split
Klinički zavod za dijagnostičku i intervencijsku radiologiju

Lipanj 2012 – Lipanj 2019
Osnovne aktivnosti i odgovornosti
KBC “SESTRE MILOSDNICE“
Vinogradska c.29, Zagreb
Klinika za onkologiju i nuklearnu medicinu;
• 7 godina iskustva na radioterapiji s onkološkim pacijentima
• Rad na linearnom akceleratoru ELECTA (iVieW portal i XVI-X-ray volume imaging) i Aquilion 64 Toshiba CT simulator
• prošla sam edukaciju za rad na novim uređajima i za Mosaiq program

2009 - 2012
Osnovne aktivnosti i odgovornosti
POLIKLINKA DR.LACIĆ
Bukovačka c. 238, Zagreb
• rad na gama kameri s dvije glave
• mamografije
2009
Osnovne aktivnosti i odgovornosti
POLIKLINIKA DENTIX
Jakova Gotovca 1, Zagreb
  • snimanje zubi, ortopan

2008
Osnovne aktivnosti i odgovornosti
OPĆA BOLNICA ZABOK
Bračak 8, Bračak
  • pripravnički staž

Siječanj 2007
  • polaganje stručnog ispita

**Osobne vještine i kompetencije**
Materinski jezik hrvatski

Drugi jezici
Engleski aktivno
Taljanski B1 stupanj

**Društvene vještine i kompetencije**
Dobre komunikacijske vještine, sklonost timskom radu, organizacijske vještine, spremnost na suradnju, sposobnost rada pod stresom.
Računalne vještine i kompetencije MS Office, Word, Power Point
Hobi i interes Ples, planinarenje
9. PRILOZI

Radne upute za provođenje dnevne kontrole kvalitete linearnog akceleratora (QC2016.pdf)
Dnevne, tjedne, mjesečne, tromjesečne, godišnje kontrole.